Aus der Röntgenabteilung der
Medizinischen Klinik und Poliklinik
Klinik A
Direktor: Prof. Dr. med. Wolfgang Schneider

BESTIMMUNG VON ORGANDOSEN BEI ANGIOGRAPHISCHEN UNTERSUCHUNGEN UND BERECHNUNG DER SOMATISCH SIGNIFIKANTEN DOSISINDIZES

Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
Der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf

vorgelegt von
Andreas Hinz

~~1982~~
1983

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543915_0061

Aus der Röntgenabteilung der
Medizinischen Klinik und Poliklinik
Klinik A

Direktor: Prof. Dr. med. Wolfgang Schneider

BESTIMMUNG VON ORGANDOSEN BEI ANGIOGRAPHISCHEN UNTERSUCHUNGEN UND BERECHNUNG DER SOMATISCH SIGNIFIKANTEN DOSISINDIZES

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

Der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Andreas Hinz

1982

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

Der Dekan
der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

gez.: Prof. Dr. Brüster

Referent

gez.: Prof. Dr. Jungblut

Korreferent

gez.: Prof. Dr. Günther

Meinen Eltern gewidmet

Inhaltsverzeichnis

		Seite:
1	Einleitung	2
2	Methode	4
2.1	Thermoluminiszenzdosimetrie	4
2.2	Angiographische Untersuchungen	6
2.3	Alderson-Rando-Phantom	7
2.4	Plazierung der Dosimeter	8
2.4.1	Schilddrüse	8
2.4.2	Lunge	8
2.4.3	Weibliche Brust	8
2.4.4	Ovarien	9
2.4.5	Hoden	9
2.4.6	Rotes Knochenmark	9
3	Meßergebnisse	12
4	Auswertung	12
4.1	Somatischer Dosisindex	12
4.2	Somatisch signifikanter Dosisindex	17
5	Schlußfolgerungen	18
6	Literatur	20

1 Einleitung

Seit der ersten Gefäßdarstellung mit Kontrastmitteln (postmortal 1896 - Haschеck, Lindenthal /1/; am Lebenden 1923 - Dos Santos /1/) ist die Angiographie zu einem wichtigen diagnostischen Hilfsmittel in der Medizin geworden.

Da der Vorschub des Katheters oft unter röntgenologischer Beobachtung stattfindet und mit Serienaufnahmen die kontrastmittelgefüllten Gefäße dargestellt werden, ist ein großer Körperbereich des Patienten einer Strahlenexposition ausgesetzt.

Für lange Zeit interessierte man sich ausschließlich für die Gefahren, denen die strahlenexponierte Körperoberfläche und die Gonaden ausgesetzt waren. Der Fortschritt von Technik und medizinischer Wissenschaft erlaubte im Laufe der Zeit, daß die diagnostischen Informationen mit so geringen Röntgenstrahlenintensitäten erreicht wurden, daß heute keine akuten Schädigungen der Haut bei medizinischen Röntgenuntersuchungen mehr vorkommen.

Demgegenüber hat jedoch die Anzahl der durchgeführten Röntgenuntersuchungen zugenommen /2/. Das strahlenbiologische Wissen um genetische Schäden und somatische Spätschäden auch bei kleinen Dosen läßt Fragestellungen in dieser Hinsicht immer mehr an Interesse gewinnen.

Die bisher ausschließlich angegebene genetisch signifikante Dosis als Maß für das Risiko der Bevölkerung durch medizinische Strahlenexpositionen kann durch Formulierung der somatisch signifikanten Dosis ergänzt werden. Dies wurde durch strahlenbiologische Überlegungen u.a. von Jacobi /3/, ergänzt durch Entwicklung genauerer Methoden zur Messung kleiner Dosen auf der Basis der Thermoluminiszenzdosimetrie, möglich.

In entsprechend angepaßten Phantomen konnten die Dosen in den "somatisch kritischen" Organen wie im roten Knochenmark, in den Lungen, in der weiblichen Brust und in der Schilddrüse genau bestimmt und daraus sinnvolle strahlenbiologische Konsequenzen gezogen werden.

2 Methode

2.1 Thermoluminiszenzdosimetrie

Die Messung der Dosis wurde mit Thermoluminiszenzdosimetern (TLDs) aus dem Material CaF_2 durchgeführt. CaF_2-TLDs sind für die Messung von kleinen Dosen in der Größenordnung bis zu 0,1 Milliröntgen (mR), das heißt, im Bereich röntgendiagnostischer Strahlungsintensitäten, geeignet und können trotz ihrer hohen Empfindlichkeit auch zum Nachweis hoher Dosen, das heißt im Bereich der Nutzstrahlung verwendet werden /4/. Wegen dieser Eigenschaften wurden CaF_2-TLDs in dieser Arbeit anderen TL-Materialien, z.B. aus LiF, vorgezogen.

Werden TLDs ionisierenden Strahlen ausgesetzt, so absorbieren sie diese Energie durch Anregung von Elektronen, die - als spezielle Eigenschaft von TL-Materialien - nicht sofort wieder in ihren Grundzustand übergehen, sondern in sogenannten Haftstellen des Kristallgitters fixiert werden. Die dadurch gespeicherte Energie kann durch Aufheizen der Kristalle wieder freigesetzt werden, das heißt, die Elektronen können die Haftstellen verlassen und in den Grundzustand übergehen.

Dabei wird sichtbares Licht emittiert und mittels eines speziellen TLD-Auswertegerätes in eine elektrische Ladung umgewandelt. Mit Hilfe eines für jedes TL-Material typischen, von der eingestrahlten Photonenenergie abhängigen Kalibrierfaktors kann die vom Kristall absorbierte Dosis aus der angezeigten Ladung (in der Einheit Coulomb) berechnet werden.

Wegen der Abhängigkeit der TLD-Anzeige von der Strahlenqualität (Röhrenspannung, Filter) muß der Kalibrierfaktor (= Dosis in Rad (rd) [+)] dividiert durch TLD-Anzeige in Coulomb (C)) für die während der Untersuchung eingestellten Strahlenqualität bestimmt werden.

Da die von den TLDs gespeicherte Energie in der Zeit zwischen Exposition und Auswertung zum Teil verloren geht ("Fading"), muß mit Hilfe eines Diagramms dieser Verlust korrigiert werden /4/5/6/.

Die Messungen zur Bestimmung des Kalibrierfaktors und die Auswertung der angiographischen Messungen wurden in der Zentralstelle für Sicherheitstechnik (ZfS), Düsseldorf vorgenommen, die Fadingkorrektur wurde der Literatur entnommen /7/.

[+)] 1 Rad = 0,01 Gray (Gy)

2.2 Angiographische Untersuchungen

Die angiographischen Untersuchungen wurden in der Röntgenabteilung der Medizinischen Klinik A der Universität Düsseldorf durchgeführt. Röntgengenerator war der 12Puls-Generator Tridoros der Fa. Siemens, für die Herstellung der Serienaufnahmen stand ein Elema-Schönander AOT-Wechsler zur Verfügung.

Um vergleichbare und reproduzierbare Dosiswerte zu erhalten, wurde eine generelle Durchleuchtungsdauer von 5 Minuten bei einer Röhrenspannung von 80 kV, einem Röhrenstrom von 2 mA und stets gleiche Feldgröße gewählt. Die jeweils 16 Aufnahmen hatten das Format 35 x 35 cm bei einer Röhrenspannung von 75 kV, einem Röhrenstrom von 400 mA und einer Belichtungszeit von 0,08 s.

Es wurden die Organdosen bei folgenden Untersuchungen gemessen:

1. Direkte cerebrale Angiographie
   (nur Durchleuchtung)
2. Indirekte cerebrale Angiographie
3. Coronarographie (Laevocardiographie)
4. Thorakale Aortographie
5. Coeliacogramm

6. Renale Angiographie
7. Beckenarteriographie
8. Indirekte lumbale Aortographie
   a) Durchleuchtung (5 min)
   b) Aufnahmen (16 Stk)

2.3 Alderson-Rando-Phantom

Die Untersuchungen wurden an einem Alderson-Rando-Phantom simuliert, einem dem menschlichen Körper nachgebildeten, gewebeäquivalenten Phantom, das aus ca. 2 cm dicken Scheiben besteht. Die Scheiben sind mit Bohrungen versehen, so daß an praktisch jede Stelle im Körper TLDs eingebracht und Organdosen gemessen werden können. Durch vorgezeichnete Konturen der Organe lassen sich die Dosimeter genau plazieren. Das Phantom ermöglicht so die Messung der Dosis an Stellen, die beim Patienten nicht zugänglich sind. Ein in das Phantom eingearbeitetes menschliches Skelett erleichtert außerdem die Simulierung einer Angiographie, da sich alle Phasen der Untersuchung gut auf einem angeschlossenen Monitor verfolgen lassen.

2.4 Plazierung der Dosimeter

Die 24 CaF_2-TLDs wurden in dem Phantom wie folgt verteilt.

2.4.1 Schilddrüse

Zur Bestimmung der Strahlenexposition der Schilddrüse wurde ein Dosimeter im Zentrum der Drüse plaziert.

2.4.2 Lunge

In der Lunge wurden sieben TLDs gleichmäßig verteilt. Die Auswertung erfolgte durch Berechnung des arithmetischen Mittelwertes.

2.4.3 Weibliche Brust

Das Alderson-Rando-Phantom der ZfS ist "männlich", so daß der Phantomkörper einer weiblichen Brust aus gewebeäquivalentem Material zusätzlich am Phantom befestigt werden mußte. Hierzu diente ein aus drei Scheiben zusammengesetzter Plexiglaskröper mit den Maßen von 10 x 10 x 4 cm. Die

mittlere Scheibe hatte eine zentrale Aussparung zur Aufnahme von zwei TLDs. Die Auswertung erfolgte durch Berechnung des arithmetischen Mittelwertes.

2.4.4 Ovarien

Im Bereich der Ovarien wurde je ein TLD eingesetzt. Die Auswertung erfolgte durch Berechnung des arithmetischen Mittelwertes.

2.4.5 Hoden

Im Bereich des Skrotum wurde je Hoden ein Dosimeter befestigt, wobei hier die Oberflächendosis der Organdosis gleichgesetzt wurde. Die Auswertung erfolgte durch Berechnung des arithmetischen Mittelwertes.

2.4.6 Rotes Knochenmark

Im Bereich des roten Knochenmarkes wurden elf Dosimeter verteilt. Die Verteilung des aktiven roten Knochenmarkes unterliegt altersmäßigen Schwankungen.

Statistisch gesehen werden die meisten Röntgenuntersuchungen bei 35- und 80-jährigen Patienten durchgeführt. Für das Alter von 35 Jahren verteilen sich die Anteile des aktiven roten Knochenmarks prozentual wie folgt /8/:

Körperbereich	prozentualer Anteil des aktiven roten Knochenmarks
Becken	ca. 35 %
Wirbelsäule	ca. 30 %
Kopf	ca. 15 %
Rippen	ca. 8 %
Schulterblatt	ca. 7,5 %
Brustbein	ca. 2,5 %
Schlüsselbein	ca. 2 %

Diese Verteilung unterliegt bis zum Alter von 80 Jahren nur unwesentlichen Schwankungen.

Die prozentuale Aufteilung des aktiven roten Knochenmarks wurde bei der Berechnung der mittleren Knochenmarksdosis zugrunde gelegt.

Im aktiven roten Knochenmark wurden die Dosimeter an folgende anatomische Stellen eingebracht /9/:

anatomische Stelle	Anzahl der TLDs
Becken	1
Kreuzbein	1
2. Lendenwirbelkörper	1
7. Brustwirbelkörper	1
Brustbeinkörper	1
6. Rippe	2
Schlüsselbein	1
Schulterblatt	1
Schädelkalotte	2

3 Meßergebnisse

Tabelle 1 zeigt die Organdosen der verschiedenen angiographischen Untersuchungen in der Einheit mrd.

4 Auswertung

4.1 Somatischer Dosisindex

Quantitative Angaben zum individuellen Strahlenrisiko lassen sich mit Hilfe des somatischen Dosisindex I_D machen, der sich nach der Risikoabschätzung von Jacobi /10/11/ und Laws, Rosenstein /12/ folgendermaßen berechnen läßt:

$$I_D = \frac{\sum_{i=1}^{n} \cdot s_i \cdot \alpha_i \cdot \bar{D}_i}{\sum_{i=1}^{n} \cdot s_i \cdot \alpha_i} \quad \ldots (1)$$

Dabei ist:

s_i = relative Gefährlichkeit der somatischen Schädigung für das i-te Organ;

α_i = Risikofaktor, ausgedrückt in Zahl der Fälle von Leukämie und anderen malignen Prozessen pro 10^6 Personen, pro Jahr und pro Rad, für das i-te Organ;

$\bar{D}_i$ = mittlere Energiedosis in der Einheit Rad, absorbiert im i-ten Organ.

Untersuchungsart	Organdosis (mrd)					
	Schilddrüse	Lunge	weibl. Brust	Ovarien	Hoden	rotes Knochenmark
cerebrale Angiographie (direkt; 5 min Durchl.)	1.025	16	13	79	1,6	684
cerebrale Angiographie (indirekt)	7.293	1.390	682	100	20	5.190
Coronarographie (Laevocardiographie)	610	2.695	8.036	465	173	7.906
thorakale Aortographie	6.781	3.088	7.260	56	36	5.354
Coeliacogramm	88	2.685	8.861	340	20	4.097
renale Angiographie	32	521	5.594	1.733	46	3.587
Beckenarteriographie	8	18	51	2.855	2.855	964
indirekte lumbale Aortographie						
a) Durchleuchtung (5 min)	1,2	3,3	1,8	136	213	451
b) Aufnahmen (16 Stk)	3,5	10	23	762	1.424	344
insgesamt	4,7	13,3	24,8	898	1.637	795

Tab. 1 Organdosen bei verschiedenen Angiographien (jeweils 5 min Durchleuchtung und 16 Aufnahmen, ausgenommen direkte cerebrale Angiographie mit nur 5 min Durchleuchtung)

Das Produkt $s_i \cdot \alpha_i$ ist der Empfindlichkeitskoeffizient für jedes bestrahlte Organ.

Die Konzeption des somatischen Dosisindex entspricht Überlegungen von Jacobi /13/ bezüglich des Begriffs "effektive Äquivalentdosis", der jedoch alle stochastischen Strahlenschäden, somit auch das genetische Strahlenrisiko, miterfaßt. Effektive Dosis I_{eff} und mittlere Energiedosis absorbiert im i-ten Organ $\bar{D}_i$ sind durch sogenannte Wichtungsfaktoren w_i miteinander verbunden:

$$I_{eff} = \sum_i \cdot w_i \cdot \bar{D}_i \qquad \ldots (2)$$

mit $\sum \cdot w_i = 1$

Der Wichtungsfaktor und das Produkt aus relativer Gefährlichkeit und Risikofaktor haben also bezüglich des somatischen Strahlenrisikos dieselbe Bedeutung.

Die α_i- und s_i-Werte der Tabelle 2 haben ihre Grundlage im BEIR-Report /14/ und UNSCEAR-Report /15/ und sind in den überarbeiteten Ausgaben /16/17/ in ihrer Größenordnung nicht wesentlich geändert worden. Die Zahlenangaben in Tab. 2 darf man in Anbetracht des relativ großen statistischen Fehlers, der sowohl der BEIR-

als auch der UNSCEAR-Untersuchung unterstellt werden muß, in ihrer Genauigkeit nicht überbewerten. Die nachfolgenden Rechnungen und die sich daraus ergebenden Folgerungen sollten daher mehr unter qualitativen Gesichtspunkten gesehen werden.

Organ	α_i ♂	α_i ♀	s_i
rotes Knochenmark	1,5	1,0	1,0
Schilddrüse	1,5	3,0	0,3
Brust	0	6,0	0,65
Lunge	1,0	1,0	1,0

Tab. 2 Risikofaktoren und relative Gefährlichkeit für die Induktion von Leukämie und anderer maligner Prozesse

In Tabelle 3 ist der somatische Dosisindex für die verschiedenen, in dieser Arbeit untersuchten Angiographien zusammengestellt.

Untersuchungsart	somatischer Dosisindex (mrd) ♀	♂
cerebrale Angiographie (direkt)	246	510
cerebrale Angiographie (indirekt)	2.324	4.223
Coronarographie	6.249	5.028
thorakale Angiographie	6.475	4.804
Coeliacogramm	6.091	3.007
renale Angiographie	3.817	2.009
Beckenarteriographie	175	498
indirekte lumbale Aortographie	134	410
Mittelwert	3.189	2.561

Tab. 3 Somatischer Dosisindex bei Angiographien

4.2 Somatisch signifikanter Dosisindex

Der somatisch signifikante Dosisindex (SSD) kann als Maß für das Strahlenrisiko der Gesamtbevölkerung angesehen werden. Der SSD ist das Produkt aus dem somatischen Dosisindex und der Untersuchungsfrequenz. In dieser Arbeit also aus dem in Tabelle 3 angegebenen Mittelwert des somatischen Dosisindex und der Anzahl der Angiogaphien pro Jahr in der Bundesrepublik Deutschland. Letztere ist in der Literatur nicht bekannt. Auf indirektem Weg führte eine Abschätzung über die bekannte Zahl der im Land Nordrhein-Westfalen betriebenen Angiographieeinrichtungen /18/ hochgerechnet auf die Verhältnisse der Bundesrepublik, und eine Annahme von durchschnittlich zwei durchgeführten Angiographien pro Tag an 200 Tagen/a zu 413.333 Angiographien in der Bundesrepublik pro Jahr.

Damit ergeben sich für den SSD getrennt nach Männern und Frauen, die in Tabelle 4 aufgeführten Werte.

Somatisch signifikanter Dosisindex	
woman rd	man rd
$6{,}6 \cdot 10^5$	$5{,}3 \cdot 10^5$

Tab. 4 Somatisch signifikanter Dosisindex als Maß für das kollektive somatische Strahlenrisiko durch Angiographien in der Bundesrepublik Deutschland

5 Schlußfolgerungen

In Tabelle 5 sind zum Vergleich die somatisch signifikanten Dosisindizes für einige ausgewählte Röntgenuntersuchungen zusammengefaßt.

Untersuchungsart	somatisch signifikanter Dosisindex	
	woman rd	man rd
dentale Röntgen-untersuchung		
Thoraxaufnahmen	$4{,}1 \cdot 10^5$	$2{,}0 \cdot 10^5$
konv. Thoraxschicht-aufnahmen		
Thorax-CT	$1{,}1 \cdot 10^5$	$0{,}3 \cdot 10^5$
Thorax-Durchleuchtung	$6{,}4 \cdot 10^5$	$32{,}5 \cdot 10^5$
Beckenaufnahme	$0{,}1 \cdot 10^5$	$0{,}2 \cdot 10^5$
Abdomen-CT	$0{,}14 \cdot 10^5$	$0{,}2 \cdot 10^5$
Magen-Darm-Passage	$3{,}9 \cdot 10^5$	$1{,}26 \cdot 10^6$
Mammographie	$2{,}3 \cdot 10^6$	-----
Schädel-CT	$0{,}7 \cdot 10^3$	$0{,}15 \cdot 10^4$

Tab. 5 Als Vergleich zu Tab. 4 : Somatisch signifikante Dosisindizes für einige ausgewählte Röntgenuntersuchungen /19/20/21/22/23/

Angiographien weisen als invasive Methoden ein relativ hohes Untersuchungsrisiko für den Patienten auf.

Das gilt - wie ein Vergleich zwischen den Tabellen 4 und 5 zeigt - auch für das somatische Strahlenrisiko. Es ist außerdem bekannt, daß die Strahlenexposition des Untersuchers bei der Durchführung von Angiographien ebenfalls beachtenswert sein kann (z.B. /23/).

Auch aus diesen Gründen erscheint es sinnvoll, invasive Röntgenuntersuchungen - soweit in diagnostischer und finanzieller Hinsicht möglich - durch CT-Untersuchungen zu ersetzen. Dieses Ziel konnte bei neurologischen Untersuchungen bisher am besten realisiert werden. Selbst im dadurch bedingten Zustand angenommener optimaler Versorgung durch CT-Röntgeneinrichtungen /24/ würde der somatisch signifikante Dosisindex deutlich unter den Werten der Tabelle 4 bleiben /18/.

6 Literatur

1 Loose, Kurt Egon — Angiographie und ihre Leistungen. Georg Thieme Verlag 1968

2 Schulte-Brinkmann, W. — Die Strahlenexposition von Patienten und radiologisch Beschäftigten bei Herzsondierungen sowie Kontrastmitteldarstellungen des Herzens und der großen Gefäße. Habilitationsschrift Düsseldorf 1965

3 Jacobi, W. — Veränderungen und neue Erkenntnisse in der Abschätzung des somatischen Strahlenrisikos. Fortschr. Röntgenstr. 124, 489 - 492 (1976)

4 Liebe, M. — Verwendung von CaF_2-Thermoluminiszenzdosimetern zur Bestimmung der Strahlenexposition in der Röntgendiagnostik. Dissertation Düsseldorf 1978

5	Stender, F.	Berufliche Strahlenexposition in der Röntgendiagnostik Dissertation Düsseldorf 1980
6	Krämer, K.	Systematische Untesuchungen der Eigenschaften von Thermoluminiszenzdosimetern für Zwecke der Röntgendiagnostik und -therapie Dissertation Erlangen 1974
7		siehe 4, 5, 6
8	Der Bundesminister des Innern	Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung Jahresbericht 1976
9	Sherman, G.J.; G.R. Howe; A.B. Miller; M. Rosenstein	Organ Dose Per Unit Exposure Resulting From Fluoroscopy For Artificial Pneumo-Thorax Health Physics Vol. 34: 259 - 269 (1978)
10	Jacobi, W.	Veränderungen und neue Erkenntnisse in der Abschätzung des somatischen Strahlenrisikos Fortschr. Röntgenstr. 124, 489 - 492 (1976)

11	Jacobi, W.	Beziehungen zwischen der Strahlendosis und dem somatischen Strahlenrisiko Atomwirtschaft - Atomtechnik 6, 278 - 284 (1974)
12	Laws, P.; M. Rosenstein	A Somatic Dose Index For Diagnostic Radiology Health Physics Vol. 35; 629 - 642 (1978)
13	Jacobi, W.	The Concept Of Effective Dose - A Proposal For The Combination Of Organ Doses Radiat. Environ. Biophys. 12, 101 (1975)
14	National Academy of Science, National Research Council	The Effects on Populations of Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation, Advisory Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiation (BEIR I) 1972
15	United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR)	Ionizing Radiation: Levels and Effekts Vol. II.: Effekts United Nations 1972

16 National Academy of Science
Effects on Populations of Exposures to Low Levels of Ionizing Radiation (BEIR III) 1980

17 United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR)
Sources and Effects of Ionizing Radiation United Nations 1977

18 Sprenger, D.
Auswertung der Sachverständigenprüfungen von Röntgeneinrichtungen in den Krankenhäusern des Landes Nordrhein-Westfalen Dissertation Düsseldorf 1980

19 Ewen, K.; Steiner, H; Jungblut, R.; Günther, D.; Schoppe, W.D.
Die Bestimmung von Organdosen bei Röntgenaufnahmen und computertomographischen Untersuchungen sowie die Berechnung der somatisch signifikanten Dosisindizes Fortschr. Röntgenstr. 133, 425 (1980)

20 Ewen, K.
Messungen und Gedanken bei Anwendung von Röntgenstrahlen unter Berücksichtigung der Röntgenverordnung Habilitationsschrift RWTH Aachen 1981

21 Ewen, K.;
John, V.;
v.d. Driesch, P.
Somatisches Strahlenrisiko bei verschiedenen Mammographietechniken
Röntgenpraxis 34, 488 (1981)

22 Ewen, K.;
Wagner, G.
Das somatische Strahlenrisiko bei konventionellen Schichtuntersuchungen des Schädels und Thorax
Röntgen-Blätter
in Druck

23 Ewen, K.;
Lukoschek, J.
Somatisches Strahlenrisiko bei dentalen Röntgenuntersuchungen
Die Quintessenz
in Druck

24 Stieve, F.E.;
Schmitt, Th.;
Pietzsch, W.
Strahlenexposition durch die Computertomographie
Röntgen-Berichte 6, 365 (1977)

Danksagung

Hiermit danke ich Herrn Prof. Dr. Jungblut von der Medizinischen Klinik und Poliklinik, Klinik A, für die Bereitstellung des Themas und seine Hilfe bei der Durchführung der angiographischen Untersuchungen.

Herrn ORR Dr. habil. Ewen von der Zentralstelle für Sicherheitstechnik (ZfS), Düsseldorf bin ich für die Betreuung der Arbeit und die physikalische und radiologische Vorbereitung zu Dank verpflichtet.

Lebenslauf

Name:	Andreas Stefan Hinz
Geburtstag:	29. April 1948
Geburtsort:	Güstrow (Mecklenburg)
Wohnung:	Auf den Steinen 19, 4 Düsseldorf 1
Staatsangehörigkeit:	Deutsch
Familienstand:	ledig, keine Kinder
Name des Vaters:	Helmut Paul Hinz
Name der Mutter:	Olga Hinz, geborene Witt

Schulbildung:

1955 - 1959	Gutenbergschule, Duisburg
1959 - 1969	Mercator-Gymnasium, Duisburg

Praktikum:

15. Februar 1970 - 15. Februar 1972	Löwen-Apotheke, Dr. Schmelzer, Königstraße 52, 41 Duisburg 1

Studium:

WS 1975/76 - WS 1980/81	Studium der Zahnmedizin an der Universität Düsseldorf

Prüfungen:

09. Juni 1969	Abitur, Mercator-Gymnasium
02. März 1972	Pharmazeutische Vorprüfung, Der Regierungspräsident Düsseldorf
14. Oktober 1976	Naturwissenschaftliche Vorprüfung Universität Düsseldorf
10. Oktober 1978	Zahnärztliche Vorprüfung Universität Düsseldorf
18. Mai 1981	Zahnärztliche Prüfung Universität Düsseldorf

Bestallung:	Bestallung als Zahnarzt
26. Mai 1981	Der Regierungspräsident Düsseldorf
Berufstätigkeit:	
1982 - 1975	Apothekerassistent
seit 01. Juni 1981	Zahnarzt

FOTODRUCK J. MAINZ – Telefon: (02 41) 2 73 05
Neupforte 13, Nähe Markt, 5100 Aachen